

ENGLISH ABSTRACT FOR RU2173082

Subaccount 18861-002US1

1 / 1 WPAT - ©Thomson Derwent

Accession Nbr :

2002-032762 [04]

Sec. Acc. Non-CPI :

N2002-025128

Title :

Method for non-invasive measurement of blood saturation with oxygen

Derwent Classes :

P31 S02 S03 S05

Patent Assignee :

(ASTR=) ASTROFIZIKA SCI PRODN ASSOC ENTERPRISE

Inventor(s) :

KORSI LV; KOZLOV VI; SOKOLOV VG

Nbr of Patents :

1

Nbr of Countries :

1

Patent Number :

RU2173082 C1 20010910 DW2002-04 A61B-005/00 *

AP: 2000RU-0100450 20000111

Priority Details :

2000RU-0100450 20000111

IPC s :

A61B-005/00 A61B-005/145

Abstract :

RU2173082 C

NOVELTY - The method is based on determination of the reflection factor of optical radiation and consists in irradiation of skin and biotissue sections by monochromatic radiations with wavelengths $\lambda_1 = 630$ and $\lambda_2 = 830$ nm; $\lambda_1 = 630$ nm and $\lambda_2 = 830$ nm, and two-channel photographic recording of dissipated signal. After photographic recording in the first channel selection of the Doppler signal in band $f_1 = 2nvr / \lambda_1$, and in the second channel in band $f_2 = 2nvr / \lambda_2$, is accomplished, where vr - speed of erythrocyte motion in the examined section of the microcirculation system, and n - optical index of medium refraction. Then amplitude detection, separation of the alternating (pulse and respiratory) and direct signal components in each channel, normalization of the alternating signal component to the direct one are performed for each channel. In accordance with the invention, separated from the signal of the second channel is the part that is cophased with the signal of the first channel, and the relation between the signal of the first channel and the separated part of the first channel and the separated part of the signal of the second channel is calculated.

USE - Medicine.

ADVANTAGE - Enhanced accuracy of measurement of tissue oxygenation, expanded field of application of this method. 3 tbl, 1 ex (Dwg.0/0)

Manual Codes :

EPI: S02-C01B1 S03-E04A4 S03-E14H1 S05-D01B1B S05-D01G S05-D03

Update Basic :

2002-04

Update Basic (Monthly) :

2002-01



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 173 082⁽¹³⁾ C1
(51) МПК⁷ A 61 B 5/00, 5/145

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 2000100450/14, 11.01.2000

(24) Дата начала действия патента: 11.01.2000

(46) Дата публикации: 10.09.2001

(56) Ссылки: Козлов В.И. и др. Лазерная доплеровская флоуметрия и анализ коллективных процессов в системе микроциркуляции. Физиология человека. 1998, т. 26, № 6, с. 112-121. WUKITSCH et al. Pulse Oximetry: Analysis of Theory, Technology and Practice. Journal of Clinical Monitoring. Vol. 4, okt. 1988, N 4, p. 290. ПАЛЕЕВ Н.Р. и др. Атлас гемодинамических исследований в клинике внутренних болезней. - М.: Медицина, 1975, с.154.

(98) Адрес для переписки:
123424, Москва, Волоколамское ш., 95, ГУП
"НПО Астрофизика"

(71) Заявитель:
Государственное унитарное предприятие "НПО
Астрофизика"

(72) Изобретатель: Козлов В.И.,
Корси Л.В., Соколов В.Г.

(73) Патентообладатель:
Государственное унитарное предприятие "НПО
Астрофизика"

(54) СПОСОБ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ НАСЫЩЕНИЯ КРОВИ КИСЛОРОДОМ

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицине, в частности к способам неинвазивного измерения насыщения крови кислородом. Способ основан на определении коэффициента отражения оптического излучения и включает облучение участков кожи и биоткани монохроматическими излучениями с длинами волн $\lambda_1 = 650 \pm 30$ нм; $\lambda_2 = 830 \pm 80$ нм, и двухканальную фоторегистрацию рассеянного сигнала. После фоторегистрации по первому каналу производят селекцию доплеровского сигнала в полосе $f_1 = 2\nu_r/\lambda_1$, а по второму - в полосе $f_2 = 2\nu_r/\lambda_2$, при этом ν_r - скорость движения эритроцитов в исследуемом отделе системы

микроциркуляции, а n - оптический показатель преломления среды. Затем осуществляют амплитудное детектирование, выделение переменной (пульсовой или дыхательной) и постоянной частей сигнала по каждому из каналов, нормировку переменной к постоянной составляющей сигнала по каждому из каналов. В соответствии с предлагаемым изобретением выделяют из сигнала второго канала часть, синфазную с сигналом первого канала, и вычисляют отношение сигнала первого канала к выделенной части сигнала второго канала. Такая совокупность операций позволяет повысить точность измерения оксигенации ткани, а также расширить область применения данного способа. 3 табл.

RU 2 173 082 C1

RU 2 173 082 C1



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 173 082** ⁽¹³⁾ **C1**
(51) Int. Cl.⁷ **A 61 B 5/00, 5/145**

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 2000100450/14, 11.01.2000
(24) Effective date for property rights: 11.01.2000
(46) Date of publication: 10.09.2001
(98) Mail address:
123424, Moskva, Volokolamskoe sh., 95, GUP
"NPO Astrofizika"

(71) Applicant:
Gosudarstvennoe unitarnoe predpriyatie "NPO
Astrofizika"
(72) Inventor: Kozlov V.I.,
Korsi L.V., Sokolov V.G.
(73) Proprietor:
Gosudarstvennoe unitarnoe predpriyatie "NPO
Astrofizika"

(54) **METHOD FOR NON-INVASIVE MEASUREMENT OF BLOOD SATURATION WITH OXYGEN**

(57) **Abstract:**

FIELD: medicine. SUBSTANCE: the method is based on determination of the reflection factor of optical radiation and consists in irradiation of skin and biotissue sections by monochromatic radiations with wavelengths $\lambda_1 = 630 \pm 30$ nm; $\lambda_2 = 830 \pm 80$ nm, and two-channel photographic recording of dissipated signal. After photographic recording in the first channel selection of the Doppler signal in band $f_1 = 2nv_r/\lambda_1$, and in the second channel in band $f_2 = 2nv_r/\lambda_2$, is accomplished, where v_r - speed of erythrocyte motion in the examined section of the microcirculation system, and n - optical index of medium refraction. Then amplitude

detection, separation of the alternating (pulse and respiratory) and direct signal components in each channel, normalization of the alternating signal component to the direct one are performed for each channel. In accordance with the invention, separated from the signal of the second channel is the part that is cophased with the signal of the first channel, and the relation between the signal of the first channel and the separated part of the first channel and the separated part of the signal of the second channel is calculated. EFFECT: enhanced accuracy of measurement of tissue oxygenation, expanded field of application of this method. 3 tbl, 1 ex

RU 2 173 082 C1

RU 2 173 082 C1

Изобретение относится к области медицины, в частности к способам неинвазивного измерения насыщения крови кислородом, позволяющим исследовать систему кровообращения оптическими методами.

К оптическим неинвазивным методам исследования периферической системы кровообращения относятся: фотоплетизмография [1], лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) [2] и пульсовая оксиметрия [3].

Фотоплетизмография заключается в зондировании оптическим излучением органов и тканей организма, регистрации рассеянного сигнала и селекции его пульсаций, которые обусловлены кровенаполнением крупных сосудов, в первую очередь артерий.

ЛДФ в качестве зондирующего сигнала использует когерентное лазерное излучение, а основным объектом исследования является доплеровский сдвиг частоты, возникающий из-за движения эритроцитов по микрососудам. Это позволяет изучать систему микроциркуляции, содержащую артериолы, капилляры и вены.

Физической основой оптической оксиметрии является различие коэффициентов поглощения окисленной и восстановленной форм гемоглобина для красного света с длиной волны $\lambda_1 = 630 \pm 30$ нм. Интенсивность сигнала, прошедшего через слой крови, в первом приближении обратно пропорциональна концентрации восстановленного гемоглобина. В инфракрасной области при $\lambda_2 = 830 \pm 80$ нм поглощение оптического излучения этими формами гемоглобина одинаково (изобестическая точка). Это позволяет считать, что отношение сигналов, прошедших через кровь, пропорционально суммарной концентрации гемоглобина крови. Данный метод позволяет измерять концентрацию кислорода SO_2 в крови in vitro.

На пути создания неинвазивной оксиметрии имелись две трудности: значительная зависимость рассеянного сигнала от концентрации других веществ, содержащихся в коже, например, меланина и то, что рассеяние происходит на большом количестве кровеносных сосудов разных типов (артерий, вен, капилляров). Насыщение крови кислородом в этих сосудах различное. Успех пульсовой оксиметрии объясняется тем, что этот способ позволил селективировать один тип кровеносных сосудов - артерий. В артериях сердечная деятельность вызывает волны давления, которые приводят к колебаниям стенок сосудов и, как следствие, к пульсациям оптических характеристик. В то же время кардиоколебания кровотока в капиллярах и венах незначительны. Это позволяет измерять насыщение крови кислородом в артериях S_aO_2 .

Наиболее близким по технической сущности решением, выбранным авторами в качестве прототипа, является метод пульсовой оксиметрии [3], позволяющий неинвазивно измерять насыщение артериальной крови кислородом.

Метод пульсовой оксиметрии основан на определении коэффициента отражения оптического излучения и включает: облучение

участков кожи и биоткани монохроматическими излучениями с длинами волн $\lambda_1 = 650 \pm 30$ нм, $\lambda_2 = 830 \pm 80$ нм, и двухканальную фоторегистрацию рассеянного сигнала,

В то же время пульсовая оксиметрия не позволяет измерять насыщение крови кислородом в других кровеносных сосудах, хотя метаболические процессы организма определяются не столько оксигенацией артериальной крови, сколько его потреблением. Оно в свою очередь зависит от диффузии кислорода через стенки микрососудов, то есть от транспорта кислорода в системе микроциркуляции.

Технический результат изобретения состоит в повышении точности измерения оксигенации ткани, и в том, что способ позволяет осуществлять определение трансапиллярного обмена кислородом, измерение насыщения кислородом крови, движущейся в одном из отделов системы микроциркуляции, что расширяет область его применения.

Анализ гипоксии ткани является очень важной задачей для хирургического и реанимационного мониторинга и диагностики различных заболеваний. В частности, известно, что злокачественные новообразования характеризуются более интенсивными обменными процессами и более интенсивным потреблением кислорода. Поэтому концентрация кислорода в венах, отводящих кровь из патологических регионов, ниже нормы. Ее измерение было бы весьма полезно для ранней диагностики онкозаболеваний.

В соответствии с предлагаемым изобретением технический результат достигается тем, что в способе неинвазивного измерения насыщения крови кислородом, основанном на определении коэффициента отражения оптического излучения, включающем облучение участков кожи и биоткани монохроматическими излучениями с длинами волн $\lambda_1 = 650 \pm 30$ нм; $\lambda_2 = 830 \pm 80$ нм, фоторегистрацию сигнала, рассеянного биотканью, с помощью двух каналов, работающих в

полосах λ_1 и λ_2 соответственно, после фоторегистрации по первому каналу производят селекцию доплеровского сигнала в полосе $f_1 = 2\nu_r/\lambda_1$, а по второму - в полосе $f_2 = 2\nu_r/\lambda_2$ (где ν_r - значение скорости движения эритроцитов в исследуемом отделе системы микроциркуляции, n - оптический показатель преломления среды), производят амплитудное детектирование доплеровских сигналов, выделяют переменную (пульсовую или дыхательную) и постоянную части сигнала по первому и второму каналам, производят нормировку переменной к постоянной составляющей сигнала по каждому из каналов, после чего из сигнала второго канала выделяют часть, синфазную с сигналом первого канала, и вычисляют отношение сигнала первого канала к выделенной частью сигнала второго канала.

Частота излучения, рассеянного движущейся частицей, отличается от частоты зондирующего сигнала (эффект Доплера). Для частицы, движущейся со скоростью $\nu_r = 1$ мм/с, облученной лазерным излучением с длиной волны 630 нм, доплеровская частота

равна 4.4 кГц. Эффект Доплера позволяет исследовать большие ансамбли эритроцитов, движущихся в микрососудах. Их скорости различны в артериолах, капиллярах и венолах, что позволяет методами частотной селекции производить анализ физиологических процессов, идущих в различных отделах системы микроциркуляции. Табл. 1 иллюстрирует этот факт.

В частности, для анализа транспорта кислорода удобно использовать 2-х канальный аппарат с лазерами, излучающими на длинах волн $\lambda_1 = 0,64$ мкм и $\lambda_2 = 0,88$ мкм. Первая длина волны характеризуется высоким поглощением света в гемоглобине и низким поглощением в окисленном гемоглобине. Вторая длина волны называется изобестической, так как поглощение оптического излучения в этих двух веществах одинаково. Эффективная поверхность рассеяния эритроцита в значительной степени определяется химическим составом внутриклеточного вещества. Оно представляет собой насыщенный, 32% раствор гемоглобина в плазме крови. Обозначим эффективную поверхность рассеяния эритроцита, заполненного на 100% оксигемоглобином $\sigma_o(\lambda)$, а в том случае, когда в эритроците гемоглобин $\sigma_n(\lambda)$.

Сигнал ЛДФ, как известно, определяется соотношением:

$$u(\lambda, t) = K(\lambda) \sigma(\lambda) \iiint_{\Omega(\lambda)} v(\lambda, \vec{r}, t) \langle \sigma_o(\lambda) n_o(\lambda, \vec{r}, t) + \sigma_n(\lambda) n_n(\lambda, \vec{r}, t) \rangle d\vec{r} \quad (1)$$

где $K(\lambda)$ - коэффициент, связанный с мощностью излучателя, коэффициентом усиления приемника и условиями распространения света в биоткани;

$\Omega(\lambda)$ - объем, с которого принимается сигнал больше уровня шумов приемника;

$N_o(t, r)$, $N_n(t, r)$ - мгновенная плотность окисленных и не окисленных эритроцитов в точке r ;

$v(t, r)$ - доплеровская скорость эритроцита в точке r .

Преобразовав сигнал $U(t, \lambda)$ по Фурье получают 2M+1-мерный вектор:

$$u(\lambda, f) \leftrightarrow \{s_f(\lambda)\}$$

где f - частота Фурье гармоники, измеряемая в колебаниях в минуту.

Для исключения аппаратных факторов в дальнейшем удобнее использовать величины, нормированные к нулевой компоненте 2M $\{s_f(\lambda)\}$.

Большинство тканей организма для рассматриваемых длин волн имеют низкие омические потери (исключение составляет гемоглобин), что позволяло бы ожидать высокую прозрачность и большую глубину проникновения оптического излучения. В то же время большое количество микровключений веществ с различными показателями преломления приводит к интенсивному рассеянию и ограничивает глубину проникновения света. Размеры этих неоднородностей на порядок меньше длины волны видимого излучения. Это приводит к тому, что глубина проникновения излучения на длине волны λ_2 больше чем на λ_1 . В

результате $\Omega(\lambda_2) > \Omega(\lambda_1)$ и имеет место соотношение:

$$\Omega(\lambda_2) = \Omega(\lambda_1) + \Omega_d \quad (2)$$

Сигнал ЛДФ (1) с учетом соотношения (2) можно представить в виде:

$$u(\lambda_2) = \iiint_{\Omega(\lambda_1)} + \iiint_{\Omega_d} = u^{(1)}(\lambda_2) + u^{(d)}(\lambda_2) \quad (3)$$

Двум последним слагаемым соответствуют 2M-мерные вектора Фурье:

$$\{s_f^{(1)}(\lambda_2)\}, \{s_f^{(d)}(\lambda_2)\}.$$

$$\text{Вектора } \{s_f^{(1)}(\lambda_2)\} \text{ и } \{s_f(\lambda_1)\}$$

коллинеарные. Это позволяет выделить сигналы, относящиеся к одному и тому же исследуемому объему, полученные при зондировании с помощью излучений разных длин волн.

Как было показано ранее, преобразование Фурье позволяет осуществлять селекцию различных отделов системы микроциркуляции. В частности, амплитуда пульсовых колебаний максимальна в артериолах и эффективно затухает в следующих за ними отделах. Дыхательные колебания присутствуют во всех отделах системы, но в силу определенной архитектуры микрососудов кожи, сигнал ЛДФ для этих гармоник, в основном определяется веноулярным звеном.

Учитывая, $\sigma(\lambda_1) > \sigma(\lambda_2)$ получают:

$$S_{O_2}^A = \frac{\iiint_{\Omega(\lambda_1)} N_O^A(\lambda_1, \vec{r}, t) d\vec{r}}{\iiint_{\Omega(\lambda_1)} N_O^A(\lambda_1, \vec{r}, t) + N_H^A(\lambda_1, \vec{r}, t) d\vec{r}} \quad (4)$$

Аналогично вычисляют насыщение крови кислородом в веноулярном отделе системы микроциркуляции. Оценка допущений, сделанных при выводе формулы (4), позволяет определить потенциальную точность измерения данным методом. Она составляет ~3%. В веноулярном звене точность несколько хуже.

Фурье анализ коллективных процессов, идущих в системе микроциркуляции показал, что в них преобладают определенные ритмы. В частности, наблюдается кардиоритм и дыхательные волны. Основные сведения о колебаниях кровотока приведены в табл. 2.

В частности, различие в ритмических процессах позволяет измерить насыщение крови кислородом в венолах и тем самым определить потребление кислорода тканью, что является важнейшим показателем интенсивности метаболических процессов. Это достигается тем, что после амплитудного детектирования производят селекцию пульсаций сигнала на частотах, соответствующих дыхательным колебаниям.

Пример реализации способа

Апробация данного способа производилась на двухканальном лазерном анализаторе капиллярного кровотока ЛАКК-01, имеющим два излучателя, работающих в полосах $\lambda_1 = 630$ нм; $\lambda_2 = 830$ нм, приспособленном для компьютерной обработки сигналов и специально разработанного программно-математического обеспечения. Оно позволило селективировать

процессы в венах и артериолах и исследовать рассеянные сигналы двух длин волн.

Для контроля оксигенации крови в крупных сосудах использовался оксигемапульсометр ОГП-1. Он позволял осуществлять неинвазивный контроль за насыщением крови кислородом в артериях и методом *in vitro* исследовать венозную кровь.

В процессе лечения больных методом фотодинамической терапии (ФДМ) осуществлялся объективный контроль качества лечения с помощью аппарата ЛАКК-01. По записям измерений с помощью Фурье-анализа, определялись амплитуды ритмических процессов. Результаты статистической обработки на большой группе пациентов в возрасте 57-93 года приведены в табл.3. Кожный кровоток у этой возрастной группы на здоровой ткани несколько снижен, но среднее значение показателя микроциркуляции на базалиоме на 21% выше базального.

Но даже на фоне общего увеличения амплитуд всех гармонических составляющих, нельзя не отметить аномальное возрастание дыхательного ритма.

Данные обследования проводились в стационарных условиях. Пациент занимал комфортное положение, и через 10-15 минут начинались ЛДФ-исследования. При этом деятельность скелетных мышц ограничена дыханием. Дыхательные волны присутствуют как в венах, так и в артериях, как в артериолах, так и в венах. Как показали исследования, для кожи сигнал ЛДФ на 80% обусловлен венами. Отсюда следует, что наблюдаемая аномалия обусловлена веноулярным отделом и является реальным фактом, обусловленным особенностями кровотока.

Зондирующее излучение прибора ЛАКК-01 имеет длину волны $\lambda = 0,63$ мкм. Эта длина волны характеризуется значительным поглощением гемоглобина и метабемоглобина и относительной прозрачностью оксигемоглобина. ЭПР эритроцита, заполненного неокисленным гемоглобином, больше. Этот факт позволяет объяснить большое значение амплитуды дыхательного ритма системы микроциркуляции базалиомы.

Сразу после лечения все ритмы подавлены. Система микроциркуляции находится в состоянии гемодинамического стаза.

Предлагаемый способ, рассмотренный в приведенном примере, может быть использован для определения границ злокачественного новообразования, что представляет несомненный интерес для хирургии и лучевой терапии. Способ может быть применен для оценки качества проведенного лечения и контроля за реабилитацией.

Следует отметить, что предлагаемый способ демонстрирует новые возможности использования ЛДФ. Он годится не только для оценки перфузии ткани, но позволяет анализировать транскапиллярный обмен, в частности, транспорт кислорода.

В результате проведенных исследований были определены значения насыщения крови кислородом на здоровой коже и в опухоли.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что традиционные методы оксиметрии не позволяют выявить заболевание, в то время как предлагаемый способ дает возможность обнаружить дефицит кислорода в веноулярной крови, свидетельствующий о более интенсивных метаболических процессах, идущих в опухоли.

Использование предлагаемого способа неинвазивного измерения насыщения крови кислородом, позволяет измерять насыщение крови кислородом в различных микрососудах системы микроциркуляции, т. е. именно там где осуществляется питание ткани кислородом. Это позволяет повысить качество диагностики многих заболеваний, точно определить границы патологических новообразований, что очень важно для хирургии. Неинвазивность метода позволяет его использовать для операционного и реабилитационного мониторинга.

Источники информации

1. Палеев Н. Р. д-р. "Атлас гемодинамических исследований в клинике внутренних болезней". М.: "Медицина", 1975, с. 154.

2. Козлов В.И. и др. Лазерная доплеровская флоуметрия и анализ коллективных процессов в системе микроциркуляции. "Физиология человека", 1998, т. 24, N 6, с. 112-121.

3. Wukitsch et al, Pulse Oximetry: Analysis of Theory, Technology and Practice, B: Journal of Clinical Monitoring, Vol. 4, N 4, October 1988, p. 290.

Формула изобретения:

Способ неинвазивного измерения насыщения крови кислородом, основанный на определении коэффициента отражения оптического излучения, включающий облучение участков кожи и биоткани монохроматическими излучениями с длинами волн $\lambda_1 = 650 \pm 30$ нм; $\lambda_2 = 830 \pm 80$ нм, фоторегистрацию сигнала, рассеянного биотканью, с помощью двух каналов, работающих в полосах λ_1 и λ_2 соответственно, отличающийся тем, что после фоторегистрации по первому каналу производят селекцию доплеровского сигнала в полосе $f_1 = 2nv_r\lambda_1$, а по второму - в полосе $f_2 = 2nv_r\lambda_2$, где v_r - значение скорости движения эритроцитов в исследуемом отделе системы микроциркуляции, n - оптический показатель преломления среды, производят амплитудное детектирование доплеровских сигналов, выделяют переменную (пульсовую или дыхательную) и постоянную части сигнала по первому и второму каналам, производят нормировку переменной к постоянной составляющей сигнала по каждому из каналов, после чего из сигнала второго канала выделяют часть, синфазную с сигналом первого канала, и вычисляют отношение сигнала первого канала с выделенной частью сигнала второго канала.

RU 2173082 C1

RU 2173082 C1

Таблица 1

Структурные и функциональные характеристики сосудов микроциркуляторного русла кожи человека; объем ткани-1 мм³; количество микрососудов-2·10²; количество эритроцитов - 3.5·10⁴.

Параметры	Артериолы	Капилляры		Венулы	
		с быстрым кровотоком	с медленным кровотоком	посткапиллярные	коллекторные венулы
диаметр сосудов, мкм	10	7	8	12	18
Их количество, %	20	40	70	40	30
	10	20	35	20	15
Населенность эритроцитами (содержание в %)	0.3 10 ⁴	0.4 10 ⁴	0.6 10 ⁴	0.9 10 ⁴	1.3 10 ⁴
	8.6	11.5	17.1	25.7	37.1
Линейная скорость эритроцитов, мм/с	3.8±1.2	1.2±0.25	0.6±0.06	0.8±0.48	2.3±0.14
Доплеровская частота, Кгц	16.7 ±3.3	5.3 ± 1.1	2.6 ±0.3	3.5 ±2.1	10.1 ±0.14
вклад в ЛДФ сигнал, %	14.1	5.3	0.9	11.2	68.5

RU 2173082 C1

RU 2173082 C1

Таблица 2

Ритмы флуктуаций потока эритроцитов в системе микроциркуляции

Гармонические Составляющие флуктуаций кровотока	Микроплетизмография		ЛДФ		Функцио- нальное значение ритмов	Отдел системы, где эти ритмы Превалируют
	Диапа- зон частот, мин ⁻¹	Амплитудад авления мм рт.ст.	Диапазон частот, мин ⁻¹	Амплиту- да усл.ед		
Медленные ритмические процессы						
ω-ритм	0.1-0.9	10	0.1-0.2	3.5± 1.0	экстрокор- поральные влияния	Прекапиллярные сфинктеры
α-ритм	1-3	-	2 ±0.76	1.9 ±0.45	транска- пиллярный обмен	Капилляры
β- ритм	4-8	3-5	6 ±1.15	1.9 ±0.45	включение AV-анас- тамозов	Прекапиллярные сфинктеры
γ- ритм	9-12	-	10±0.9	1.1±0.18	тонус артерий	Артериолы
Среднечастотные ритмы						
R ₁ -ритм	13 – 20	-	17±2.1	1.5±0.5	дыхатель- ные экскурсии	Венулы
R ₂ - ритм	21-49	-	35±3.2	1.4 ± 0.7	присасыва ющая дея- тельность правого предсердия	Венулы
Высокочастотные ритмы						
С - пульсовые колебания	50-90	2.14±2.05	64±3.3	0.8±0.2	деятелинос ть левого желудочка	Артериолы
SC- сверхпульсовые колебания	>91	-	128±13	0.72±0.25	деятелинос ть гладких мышц	Венулы

Таблица 3

Исследования транспорта кислорода в здоровой коже и базалиоме.

Отдел периферической системы кровообращения	Здоровая кожа %	Патология %	Сразу после ФДТ %	Через 7 дней %	Через месяц %	Как проводилось измерение?
Артерии S _A O ₂	98±2, контрольная группа	97±3, больные	97±3	97±3	97±3	пульсовая оксиметрия, пальцевая артерия
Артериолы SaO ₂	95±5, симметричная точка	96±4, базалиома	90±7	94±6	95±5	предлагаемый способ
Венулы SvO ₂	50±9, симметричная точка	26±9, базалиома	17±10	47±10	53±9	предлагаемый способ
Вены S _V O ₂	62±2, контрольная группа	63±3, больные	59±5	65±4	64±5	in vitro, для анализа бралась кровь из вены